

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-214127

(43)Date of publication of application : 31.07.2002

(51)Int.Cl. G01N 21/17
A61B 1/00
A61B 10/00
G01B 9/02
G01B 11/24
G01N 21/35

(21)Application number : 2001-353884

(71)Applicant : MASSACHUSETTS INST OF
TECHNOL <MIT>

(22)Date of filing : 27.02.1997

(72)Inventor : TEARNEY GUILLERMO
BOPPART STEPHEN A
BOUMA BRETT E
BREZINSKI MARK
SWANSON ERIC A
FUJIMOTO JAMES G

(30)Priority

Priority number : 1996 607787 Priority date : 27.02.1996 Priority country : US

(54) METHOD AND DEVICE FOR PERFORMING OPTICAL MEASUREMENT BY USING
OPTICAL FIBER IMAGING GUIDE WIRE, CATHETER OR ENDOSCOPE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To overcome the problems related to restrictions of a conventional imaging method and conventional technique, to provide a high-resolution image, and to enable a medical attender to observe treatment or to assist actively control of a treatment process during the treatment by being used during the medical treatment.

SOLUTION: This optical imaging system is equipped with an endoscope unit, and an interferometer for executing multi-dimensional scanning of a structure by utilizing an optical coherence tomography(OCT). In the system, high-resolution imaging of the structure is performed by

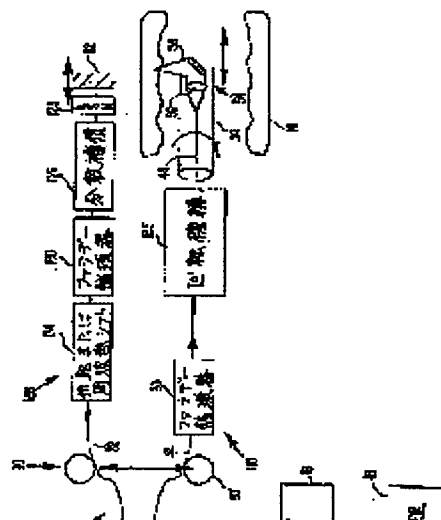
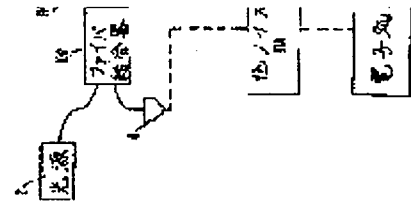


FIG. 4

using the OCT. In the OCT, optical characteristics of the structure are measured by interference measurement by using a light source having a short coherence length or an adjustable frequency.



(11)特許出願公開番号

特開2002-214127

(P2002-214127A)

(43)公開日 平成14年7月31日(2002.7.31)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	データベース*(参考)
G 0 1 N 21/17	6 2 0	G 0 1 N 21/17	6 2 0 2 F 0 6 4
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 T 2 F 0 6 5
		10/00	E 2 G 0 5 9
G 0 1 B 9/02		G 0 1 B 9/02	4 C 0 6 1
11/24		G 0 1 N 21/35	Z

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 20 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-353884(P2001-353884)

(62)分割の表示 特願平9-531100の分割

(22)出願日 平成9年2月27日(1997.2.27)

(31)優先權主張番号 08/607, 787

(32)優先日 平成8年2月27日(1996.2.27)

(33)優先權主張国 米国 (US)

(71)出願人 596096696

マサチューセッツ インスティテュート
オブ テクノロジー

Massachusetts Institute of Technology

アメリカ合衆国 マサチューセッツ

02139, ケンブリッジ, マサチューセッツ
アベニュー 77

(74) 代理人 100078282

弁理士 山本 秀策

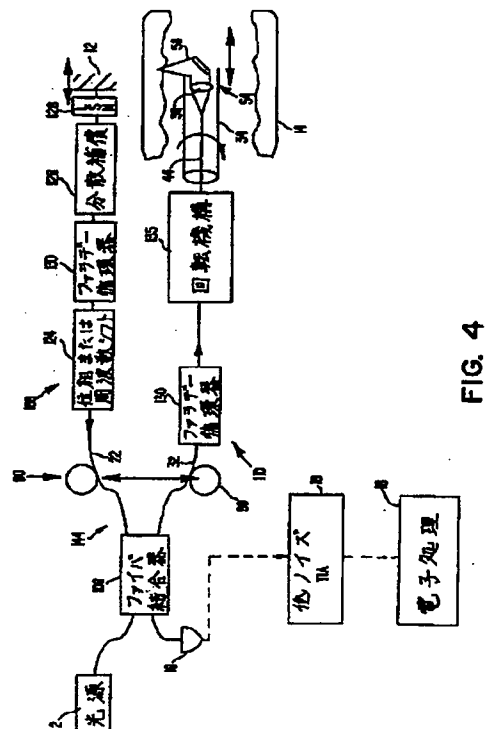
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光ファイバ撮像ガイドワイヤ、カテーテルまたは内視鏡を用いて光学測定を行う方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の撮像方法および従来技術の制約に関連する問題を克服することを目的とする。高解像度画像を提供し、また、医療処置中に使用して、医療従事者が処置を観察するか、または処置中に処置プロセスの制御をアクティブに補助することを目的とする。

【解決手段】 本発明の光学撮像システムは、内視鏡ユニットと、光学コヒーレンス断層撮影（OCT）方法を利用して構造体の多次元走査を行う干渉計とを備えている。本発明はOCTを用いて、構造体の高解像度撮像を行う。OCTは、コヒーレンス長が短いまたは周波数を調整可能な光源を用いて、干渉測定により構造体の光学特性を測定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 インシデントで構造体を画像化する装置であって、
光照射源と、
参照光反射器と、光照射とプローブユニットとを包含する手段とを有する。該照射源に結合された下流部と、を包含する装置であって、
該プローブユニットが、
孔を規定する細長いハウジングであって、該孔内に位置された該孔の長さ方向に延びる、近位端と遠位端とを有する少なくとも1つの光ファイバを有する、細長いハウジングと、
該遠位端部を該ファイバの遠位端部に接続する結合器と、
該光ファイバの遠位端部に接続された該ファイバからの光照射を構造体に伝達し且つ該構造体からの光照射を該光ファイバの近位端部に伝達するように位置づけられた光システムと、
該ファイバの遠位端部からの該伝達された光照射を方向づけるとしてビームディレクタと、
該参照光反射器から反射した光照射と該構造体から反射した光照射とに応じて信号を発生させる検出器と、
該検出器からの該信号に応じて該構造体の画像を生成するプロセッサと、を含む装置であって、
該光照射を連続する手段が、該参照反射器および該構造体からの光照射を受け取って連続し、連続された光を該検出器方向に向ける、装置。

【発明の詳細な説明】

【発明の属する技術分野】 開通した相互参照

本発明は、開通した相互参照の1995年6月21日出版の米国特許出願第08/492,738号の一部継続出願、係属中の1995年12月22日出版の米国特許出願第08/577,366号の一部継続出願、および現在では放棄された1991年4月29日出版の米国特許出願第7/692,877号の継続出願である1993年3月16日出版の米国特許出願第08/033,194号、現在では米国特許第5,459,570号の「部継続出願である係属中の1994年6月21日出版の米国特許出願第08/252,940号の一部継続出願である。これらのすべての内容は本明細書において参照のため援用される。

【発明の分野】

本発明は、光学画像の分野、特に、干渉測定法による医療画像の取得の分野に関する。
【従来の技術】 発明の背景
過去10年において、生物医学関係の画像技術は著しく進歩した。例えば、超音波画像、X線コンピュータ断層写真画像、超音波、および共焦顕微鏡検査はすべて臨床研究および臨床使用されており、この結果、健康増進において根本的且つ明確的な改良が得られている。

しかし、現在の生物医学的な診断では十分な状態が数多く存在する。これは、高解像度（ $\sim 1 \mu\text{m}$ ）画像が必要とされる場合に特に当てはまる。このレベルの解像度は、生体組織検査および組織病理学上の検査を必要とすることが多い。このような検査は最も強力な医療診断方法に属するが、これらは侵襲的(invasive)であり、また時間およびコストがかかる。さらに、多くの状況では、従来の画像による生体組織検査が不可能でない、病変および光的主な原因の1つである動脈硬化は、従来の診断による画像による生体組織検査を行うことができない。多くの場合、1つの重要な側面である。生体組織検査を行うことができない、または従来の画像方法では信頼性のある診断を行うには感度および解像度が不足する例が他にも多く存在する。さらに、バルーン血管形成術などの医療処置では、従来の方法では、バルーンを膨らませる一方で動脈を溶解剤で溶解することによって行われてきた。多くの他の干渉による処置においても、溶解剤のインジェクションで溶解技術が得られれば大いに有益であり得る。この技術は、手術前および手術後の評価を行って、医療従事者が問題を検出するか、または医療処置中に直面する問題を回避するために有用であり得る。医療技術は生体系に適用されている。例えば、米国特許第5,159,570号は、光学コヒーレンス反反射器を利用した干渉の軸に沿った測定を行う計測に利用して記載している。この計測は、三次元画像を得るためにサンプル全体にわたって走査する必要のあるプローブを有する。PCT出願第PCT/US95/06071号は、高解像度のために干渉計の一方のアームに位置されたカメラを利用する装置について記載している。この装置は、生体サンプルまたは他のサンプルと距離および傾きの正確な測定を行うことができる。

【発明の概要】 発明の背景
本発明は、光学画像の分野、特に、干渉測定法による医療画像の取得の分野に関する。
【従来の技術】 発明の背景
過去10年において、生物医学関係の画像技術は著しく進歩した。例えば、超音波画像、X線コンピュータ断層写真画像、超音波、および共焦顕微鏡検査はすべて臨床研究および臨床使用されており、この結果、健康増進において根本的且つ明確的な改良が得られている。

(2)

しかし、現在の生物医学的な診断では十分な状態が数多く存在する。これは、高解像度（ $\sim 1 \mu\text{m}$ ）画像が必要とされる場合に特に当てはまる。このレベルの解像度は、生体組織検査および組織病理学上の検査を必要とすることが多い。このような検査は最も強力な医療診断方法に属するが、これらは侵襲的(invasive)であり、また時間およびコストがかかる。さらに、多くの状況では、従来の画像による生体組織検査が不可能でない、病変および光の主な原因の1つである動脈硬化は、従来の診断による画像による生体組織検査を行うことができない。多くの場合、1つの重要な側面である。生体組織検査を行うことができない、または従来の画像方法では信頼性のある診断を行うには感度および解像度が不足する例が他にも多く存在する。さらに、バルーン血管形成術などの医療処置では、従来の方法では、バルーンを膨らませる一方で動脈を溶解剤で溶解することによって行われてきた。多くの他の干渉による処置においても、溶解剤のインジェクションで溶解技術が得られれば大いに有益であり得る。この技術は、手術前および手術後の評価を行って、医療従事者が問題を検出するか、または医療処置中に直面する問題を回避するために有用であり得る。医療技術は生体系に適用されている。例えば、米国特許第5,159,570号は、光学コヒーレンス反反射器を利用した干渉の軸に沿った測定を行う計測に利用して記載している。この計測は、三次元画像を得るためにサンプル全体にわたって走査する必要のあるプローブを有する。PCT出願第PCT/US95/06071号は、高解像度のために干渉計の一方のアームに位置されたカメラを利用する装置について記載している。この装置は、生体サンプルまたは他のサンプルと距離および傾きの正確な測定を行うことができる。

【発明の概要】 発明の背景
本発明は、光学画像の分野、特に、干渉測定法による医療画像の取得の分野に関する。
【従来の技術】 発明の背景
過去10年において、生物医学関係の画像技術は著しく進歩した。例えば、超音波画像、X線コンピュータ断層写真画像、超音波、および共焦顕微鏡検査はすべて臨床研究および臨床使用されており、この結果、健康増進において根本的且つ明確的な改良が得られている。

(4)

のフアラード一価電圧をさらに含む、項1に記載の装置。
項8. 前記プローブユニットが、光照射を前記構造体方向に向ける、少なくとも1つの回折光学システムを含む、前記ファイバの前記孔内で回転可能な、項1に記載の装置。
項9. 前記ファイバの前記近位端部に機械的に接続されて該ファイバを回転させる駆動シャフトアンプをさらに含む、項8に記載の装置。
項10. 前記ファイバにレンズが取り付けられ、前記ビームディレクタが、前記伝達された光の方向を、該ファイバの回転方向に直交する方向に変更するアクチュエータに接続されている、項8に記載の装置。
項11. 前記回折光学システムが、前記ファイバの前記遠位端部に設けられて該ファイバの光の方向に向けるように位置づけられたレンズと、該レンズに接続して設けられて該レンズからの光照射を前記構造体方向に向けるように位置づけられたビームディレクタとを含む、項8に記載の装置。
項12. 前記ファイバが静止しており、前記回折光学システムが回転するビームディレクタを含む、項8に記載の装置。
項13. 前記結合器が少なくとも1つの光システムを含む、項1に記載の装置。
項14. 前記プローブユニットがガイドワイヤをさらに含む、項1に記載の装置。
項15. 前記プローブユニットが、前記構造体を画像化する、断面に透明窓を有する内視鏡を含む、項1に記載の装置。
項16. 前記内視鏡の一部に取り付けられた、少なくとも1つの移動可能なエレメントをさらに含む、項15に記載の装置。
項17. 前記内視鏡が、圧力測定、画像、液体注入、およびガイドワイヤの配置のうちの1つを行う、少なくとも1つのポートをさらに含む、項16に記載の装置。
項18. 前記移動可能なエレメントが、前記少なくとも1つのポートに近接している、項17に記載の装置。
項19. 前記プローブユニットに接続されたアクチュエータ機構をさらに含む、項1に記載の装置。
項20. 前記プローブユニットに接続されたレーザースをさらに含む、項1に記載の装置。
項21. 前記プローブユニットがトコカルをさらに含む、項1に記載の装置。
発明の詳細な説明
本発明の構造体システムは、図1に示すように、いくつかの主要なサブシステムに分けられる。一般に、画像システムは、光照射部2と、干渉計4と、検出器6と、内視鏡ファイバ1を含む、干渉計4は、当業者には既知のいずれのタイプのものでもよい。説明上、本実施形態はマイケルソン干渉計に関連して述べることにする。しかし、他のタイプの干渉計を用いる他の実施形態も考

50

公開2002-214177

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

50

を含み、孔の内部には細長いハウジングの孔の長さにあわせて配置可能な半モード光ファイバが配置されている。他の実施形態では、本発明の内視鏡ユニットは、前記ファイバと、内視鏡ユニットの遠位端部に位置する回折光学システムを含む。半モード光ファイバは構造体に接続され、半モード光ファイバからの放射を構造体に伝達し、構造体から反射した放射を半モード光ファイバに伝達するように配置されている。内視鏡ユニットの光ファイバ方向付けシステムは、典型的には、レンズと、半モード光ファイバの遠位端部に位置し、光を半モード光ファイバから構造体に直接伝達するように配置されているビーム方向器を含む。ビーム方向器は、プリズム、レンズ、またはミラーを含む、機械的な連結を介して内視鏡の外部に位置するモータにより駆動されるか、またはマイクロモータにより駆動される。内視鏡ユニットは、典型的にはハウジングの遠位端、またはその遠位端の外部に形成されて、放射が構造体にまたは構造体から伝達するのを可能にする遠位端窓を含む得る。さらに、問題の構造体に直接伝達するために、ハウジング内に洗浄ポートを形成し得る。内視鏡ユニットはさらに、血管内の開口部を維持するために、バルーン血管形成術などの処置を行うための1つ以上の膨張可能なバルーンを含む得る。本システムは干渉計4はさらに、放射源からの放射を、反射器および至る第1の光路、および観察されている構造体へ至る第2の光路に沿って分路するビーム分路器を含む。放射源からの放射は、反射器から反射された放射および至る第2の光路に沿って分路するビーム分路器を含む。放射源からの放射は、反射器から反射された放射を受け、反射された放射に近接して信号を生成するように配置される。プロセッサは検出器からの信号を利用して、観察されている構造体の画像を生成する。1つの実施形態では、参照光線12は、典型的には、可動アクチュエータに接続されて、参照ミラーの方向に定期的に移動する。別の実施形態では、可動参照ミラーは静止参照ミラーに置き換えられ、広帯域光線は、調整可能な外部磁石を備えた半導体レーザー、調整可能な干渉計、または染料レーザーなどの形成された狭く高強度の調整可能な光源に置き換えられる。このような光源により、観察されている構造体から反射される光を放射し、参照ミラーから反射された放射が検出器で受光された後に検出器に到着し得る。放射が検出器で受光された場合は、この遅延は、検出器から構造体の放射の戻りまでの遅延と、検出器から参照反射器までの遅延との間の差に依存するビーム遅延数となる。本発明のさらに別の実施形態では、画像システムの検出器システムは、偏光ダイナミック変換機、もしくは偏光分析器を含む。さらに別の実施形態では、光源は、広帯域光源、および光ファイバ分路器を用いる干渉測定法を用いる、サンプルの反射率プロファイルを引き出すためにスキャットのフーリエ変換が用いられる。本明細書で用いられ

る用語、内視鏡は、医療および非医療画像の取得に適用されることに留意されたい。本発明が用いられる医療画像取得の1つの例は、様々な考え分野での適用において、モビリティおよび孔内の欠点を検出するためにボスコープの代わりに用いることである。以上の記述では、参照の便宜上、本発明は医療画像の取得に関連して述べられているが、これは適用を明確に限定するものに限定するように意図されない。さらに、内視鏡という用語が用いられるが、本発明は、ガイドワイヤ、カテーテル、およびトコカルをトシて配置されるプローブを作った変種にも適用される。本発明は、以下の項21を参照する。

項1. インシデントで構造体を画像化する装置であって、光照射源と、参照光反射器と、光照射とプローブユニットとを包含する手段とを有する。該照射源に結合された干渉計と、を含む装置であって、該プローブユニットが、孔を規定する細長いハウジングであって、該孔内に位置された該孔の長さ方向に延びる、近位端と遠位端とを有する少なくとも1つの光ファイバを有する、細長いハウジングと、該遠位端部を該ファイバの遠位端部に接続する結合器と、該ファイバの遠位端部に接続された該ファイバからの光照射を構造体に伝達し且つ該構造体からの光照射を該ファイバの近位端部に伝達するように位置づけられた光システムと、該ファイバの遠位端部からの該伝達された光照射を方向づけるとしてビームディレクタと、該参照反射器から反射した光照射と該構造体から反射した光照射とに応じて信号を発生させる検出器と、該検出器からの該信号に応じて該構造体の画像を生成するプロセッサと、を含む装置であって、該光照射を連続する手段が、該参照反射器および該構造体からの光照射を受け取って連続し、連続された光を該検出器方向に向ける、装置。

項2. 前記参照反射器を移動させて、該参照反射器と前記構造体との間の相対距離を変更することにより該構造体の深部解析(depth-resolved)画像を生成するアクチュエータをさらに含む、項1に記載の装置。
項3. 前記検出器が光システム分路器を含む、該プロセッサが該システム分路器からの信号を受けて、該信号を用いて前記構造体の深部解析画像を生成する、項1に記載の装置。
項4. 前記検出器が、決定された周波数範囲に亘って定期的に調製された狭帯域幅検出器に接続される、項1に記載の装置。
項5. 前記プロセッサが、リアルタイムのフレーム対フレーム変換を行って、前記構造体の内部の欠点を、動きにより検出されるアーチファクトを減少させる、項1に記載の装置。
項6. 前記プローブユニットが、超音波トランスデューサをさらに含む、項1に記載の装置。
項7. 照射が前記構造体方向に向ける、少なくとも1つ

のフアラード一価電圧をさらに含む、項1に記載の装置。
項8. 前記プローブユニットが、光照射を前記構造体方向に向ける、少なくとも1つの回折光学システムを含む、前記ファイバの前記孔内で回転可能な、項1に記載の装置。
項9. 前記ファイバの前記近位端部に機械的に接続されて該ファイバを回転させる駆動シャフトアンプをさらに含む、項8に記載の装置。
項10. 前記ファイバにレンズが取り付けられ、前記ビームディレクタが、前記伝達された光の方向を、該ファイバの回転方向に直交する方向に変更するアクチュエータに接続されている、項8に記載の装置。
項11. 前記回折光学システムが、前記ファイバの前記遠位端部に設けられて該ファイバの光の方向に向けるように位置づけられたレンズと、該レンズに接続して設けられて該レンズからの光照射を前記構造体方向に向けるように位置づけられたビームディレクタとを含む、項8に記載の装置。
項12. 前記ファイバが静止しており、前記回折光学システムが回転するビームディレクタを含む、項8に記載の装置。
項13. 前記結合器が少なくとも1つの光システムを含む、項1に記載の装置。
項14. 前記プローブユニットがガイドワイヤをさらに含む、項1に記載の装置。
項15. 前記プローブユニットが、前記構造体を画像化する、断面に透明窓を有する内視鏡を含む、項1に記載の装置。
項16. 前記内視鏡の一部に取り付けられた、少なくとも1つの移動可能なエレメントをさらに含む、項15に記載の装置。
項17. 前記内視鏡が、圧力測定、画像、液体注入、およびガイドワイヤの配置のうちの1つを行う、少なくとも1つのポートをさらに含む、項16に記載の装置。
項18. 前記移動可能なエレメントが、前記少なくとも1つのポートに近接している、項17に記載の装置。
項19. 前記プローブユニットに接続されたアクチュエータ機構をさらに含む、項1に記載の装置。
項20. 前記プローブユニットに接続されたレーザースをさらに含む、項1に記載の装置。
項21. 前記プローブユニットがトコカルをさらに含む、項1に記載の装置。
発明の詳細な説明
本発明の構造体システムは、図1に示すように、いくつかの主要なサブシステムに分けられる。一般に、画像システムは、光照射部2と、干渉計4と、検出器6と、内視鏡ファイバ1を含む、干渉計4は、当業者には既知のいずれのタイプのものでもよい。説明上、本実施形態はマイケルソン干渉計に関連して述べることにする。しかし、他のタイプの干渉計を用いる他の実施形態も考

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って再びビーム分路器6に戻る。参照反射器12から反射される放射、および構造体14から反射される放射は内視鏡ユニット34によって再び組み合わされ、検出器6に伝達される。得られる組み合わせられた放射は検出器6によって干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を付与処理、制御電子装置および表示ユニット16に伝達し、ここで構造体の画像が得られ表示される。参照アーム8の長さを変更することによって、検出器位置が実現される。検出器位置より、内視鏡ユニット34を透過する光は、光ファイバ14から反射される光の放射の干渉が検出される位置を規定する方法が提供される。光ファイバが、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて見られる場合は、この位置により異なる様々な相関関係を観察する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さ、参照反射器12を移動させることによって変更される。内視鏡ユニット34から発生される光ファイバを回転させることによって、回転走査が実現される。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦軸とセンタリングされる検出器の経路が観察される。光線
光線
構成要素またはさらに詳しく考慮する。光線2は、システムに性能において重要な側面である。光線2は、コヒーレンス長、および自動訂正機能などの特性を有する。いくつかの適用では、近赤外光線（ $1.0 - 2.0 \mu\text{m}$ ）は、可視光線より、多くの生体組織により深く侵入する傾向があるため、好適である。光線2は様々な実施形態、すなわち、半導体光源（発光ダイオード（LED））、エッジ発光ダイオード（ELED）、超小型センサダイオード（SLD）、モードロックレーザー（例えば、TALD、CR:MgS、SIO、CrLiSALF）、希土族がドープされたファイバ（FALF）（Yb、Nd、Er、Pr、Tm）、および超連続体またはラマン光線を含む得る。REDFでは、良好なコヒーレンス長および自動訂正機能を得るために、短

造される。本実施形態の干渉計4は、ビーム分路器4を含む、ビーム分路器は、光ファイバ8を規定する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2の光路に沿って分路する。参照アーム8を規定する光路は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、干渉計4は、光ファイバ8からの放射をビーム分路器12から反射して、ビーム分路器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定アーム10を規定する光路とに分路して伝達することにより動作する。ビーム分路器6から反射される光は、参照アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻される。測定アーム10に沿ってビーム分路器6を透過する光は、内視鏡ユニット34を透過して進み、観察中の構造体14を照射する。構造体14から反射される光は内視鏡ユニット34を通り

25
 ントの表面を検査するため及び画像セットを生成するために、手動または自動的に移動され得る。あるいは、本発明の画像システムは、従来の経皮アテレクトミーカテータルに一体化され得る。血管または組織の表面を「研磨」する手順は現在、血管造影図によりガイドされている。血管造影図による低解像度ガイダンスは、断面画像を行えないことに加えて、血管または組織内のカテータルの操作を困難に多少危険にする。本発明の画像システムは、従来のロートブレードカテータルに一体化され得る。高解像度画像により、組織の除去の深さを判定することが可能になる。さらに、ロートブレードによる除去中に大きな断片が生成されることが考えられるため、高解像度画像は、これらの断片の発生を回避することを可能にする。最新のレーザの使用は、ビームの位置を3方向において制御することができないことにより不可能である。現在、手順は、血管造影図によりガイドされており、断面画像は、血管の半径方向内は、高度な正確さで判定することができない。手順をガイドするために、本発明の画像システムを同時に用いることにより、アテレクトミービームの位置を2および3次元において判定することが可能になる。図19に、画像システムの、レーザ外科装置と光ファイバにより接続された実施形態を示す。上述したように、画像システムは、内視鏡ユニット934に接続された回転機構935を有する測定アーム910、および位置シフト924と旋回方向走査機構928と参照反射器912を含む参照アーム908を含む。この実施形態において、高出力レーザ920を内視鏡ユニット934に接続するために、結合部または高速光ファイバスイッチ909が用いられる。レーザ920が異なる波長を有する場合、レーザ920は、検出器916における光の干渉を阻止してレーザ照射と検出を同時に行うことを可能にするために、WDM光ファイバ結合部（図示せず）を用いて接続され得る。この実施形態において、レーザ920の照射は、コンピュータ924からの入力を受け取るコントロール機構922により制御される。コンピュータ924は、電子処理ユニット918に接続されて、処理ユニット918に獲得された画像情報に反応して上記入力を受け取りリアルタイムで提供する。レーザ920は、レーザ920のレーザからのレーザ照射を、人眼を用いて又は自動ターゲット認識を用いてオペレータにより選択された回転セッティングに沿って送達し得る。レーザ920からのレーザ照射は典型的に

は、内視鏡934内の光ファイバ944の回転走査と同期され、構造体914のある点が撮像されているときにレーザが発射されるようになっている。あるいは、連続発射を可能にするために回転を停止することもできる。本発明を好適な実施形態を参照して上記に特に説明してきたが、本発明の思想および範囲を逸脱することなく、形態および詳細な点に関する上述した又はその他の変更が当業者によってなされ得る。光学的にコヒーレントな偏極画像を行う画像システムは、光照射源と、参照光反射器と、参照光反射器につながる第1の光路と、内視鏡ユニットに接続された第2の光路とを含む。内視鏡ユニットには、孔を規定する細長いハウジングと、細長いハウジングの孔内に位置して孔の長さ方向に延び、近位端と遠位端とを有する回転可能な単一モードの光ファイバと、回転可能な単一モードの光ファイバの遠位端に接続されて単一モードの光ファイバからの光照射を構造体に伝達し且つ構造体からの反射光照射を単一モードの光ファイバに伝達するように位置づけられた光学システムとを含む。システムはさらに、光照射源からの光照射を反射器への第1の光路に沿って及び第2の光路に沿って分割するビーム分割器と、第1の光路に沿って伝達された反射光と第2の光路に沿って構造体から伝達された反射光を受け取るように位置づけられた検出器とをさらに含む。検出器は、参照反射器からの反射光照射と構造体からの反射光照射とに応じて信号を発生させ、プロセッサは、検出器からの信号に応じて構造体の画像を生成する。システムは、画像の回転方向および長手方向の両方の走査を提供する。

【図面の簡単な説明】
 【図1】 図1は、本発明の画像システムの1つの実施形態のブロック図である。
 【図2】 図2Aおよび図2Bは、図1の画像システムで用いられる干渉計を示す。
 【図3】 図3は、光ファイバ、フアラデー偏振器、および平面受像機を用いる、図1の画像システムを示す。
 【図4】 図4は、本発明の旋回方向走査機構の2つの実施形態を示す。
 【図5】 図5Aは、参照反射器、特に本発明の画像システムで用いられるせん状カムの実施形態を示す。図5Bは、本発明の画像システムで用いられるPZTシリンドラの実施形態を示す。
 【図6】 図6は、画像システムの内視鏡ユニットの実施形態を示す。
 【図7】 図7A〜図7Cは、本発明の画像システムにおいて異なるいくつかのビーム方向付け光学装置により実現される走査パターンを示す。
 【図8】 図8は、本発明の内視鏡ユニットに接続する回転走査機構の実施形態を示す。
 【図9】 図9は、本発明の内視鏡ユニットに接続する光学系の実施形態を示す。

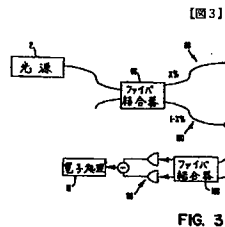


FIG. 3

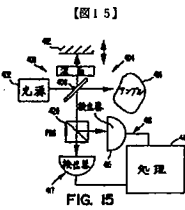


FIG. 15

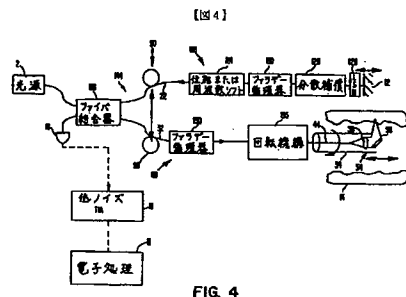


FIG. 4

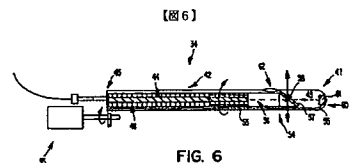


FIG. 6

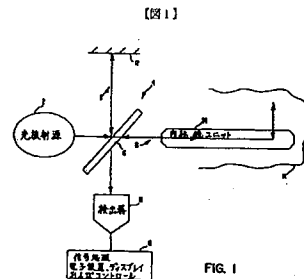


FIG. 1

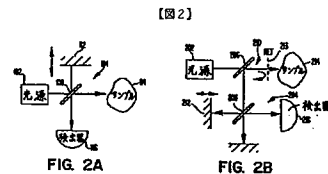


FIG. 2A

FIG. 2B

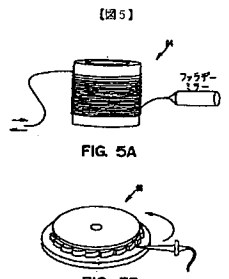


FIG. 5A

FIG. 5B

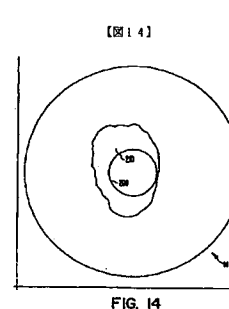


FIG. 14

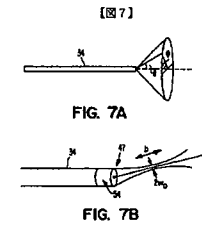


FIG. 7A

FIG. 7B

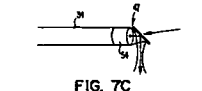


FIG. 7C

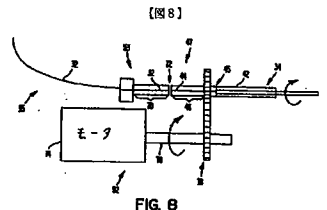


FIG. 8

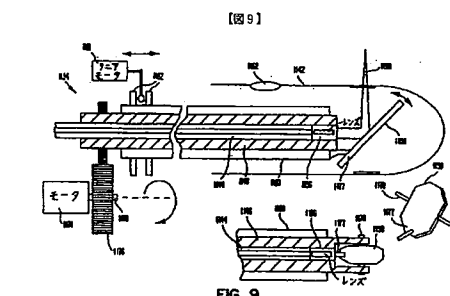


FIG. 9

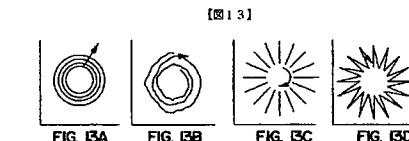
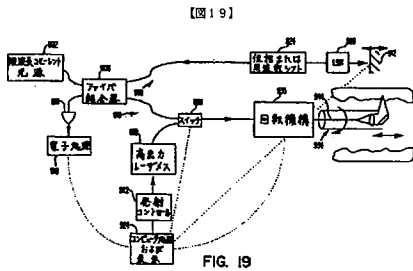
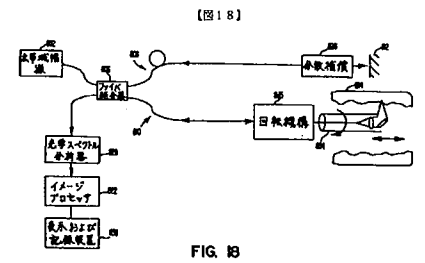
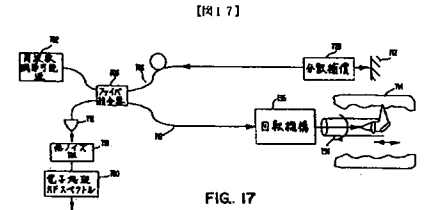
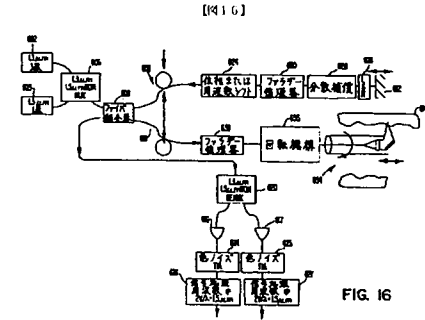
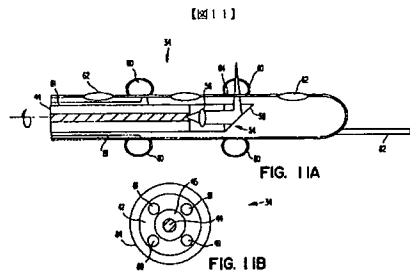
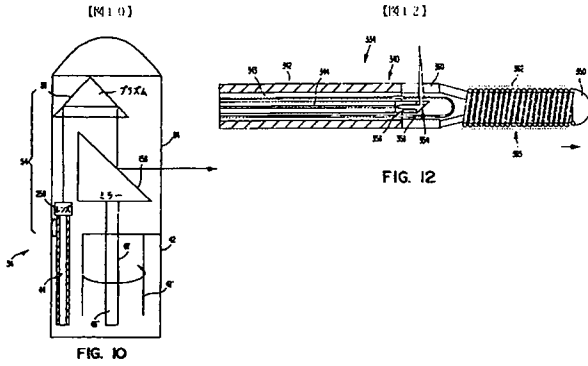


FIG. 13A

FIG. 13B

FIG. 13C

FIG. 13D



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	特開2002-214127
G 0 1 N 21/35		G 0 1 B 11/24	D
(71)出願人	596096696	(72)発明者	エリック エイ. スワンソン
77 Massachusetts Ave		アメリカ合衆国	マサチューセッツ
Cambridge, MA		01720, アクトン, オークウッド ロ	
02139 U.S.A.		ード 13アール	
(72)発明者	ジェラルド テアネイ	(72)発明者	ジェームズ ジー. フジモト
アメリカ合衆国	マサチューセッツ	アメリカ合衆国	マサチューセッツ
02139, ケンブリッジ, フランクリン		02139, ケンブリッジ, マサチューセ	
ストリート 129, アパートメント		ッツ アベニュー 2532	
ナンバー329			
(72)発明者	スティーブン エイ. ポットバート	(72)発明者	ジェームズ ジー. フジモト
アメリカ合衆国	マサチューセッツ	アメリカ合衆国	マサチューセッツ
02120, ボストン, エリグウッド		02139, ケンブリッジ, マサチューセ	
ストリート 6		ッツ アベニュー 2532	
(72)発明者	ブレット イー. パウマ	(72)発明者	ジェームズ ジー. フジモト
アメリカ合衆国	マサチューセッツ	アメリカ合衆国	マサチューセッツ
02125, ボストン, セイビン ヒル		02139, ケンブリッジ, マサチューセ	
アベニュー 144		ッツ アベニュー 2532	
(72)発明者	マーク ブルジンスキー	(72)発明者	ジェームズ ジー. フジモト
アメリカ合衆国	マサチューセッツ	アメリカ合衆国	マサチューセッツ
02148, マルデン, ケネディ アベ		02139, ケンブリッジ, マサチューセ	
ニュー 181		ッツ アベニュー 2532	